Aus der Universitäts-Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenkranke Bonn.
Direktor: Professor Dr. Nühsmann.

Die Messung der absoluten Luftdurchgängigkeit der menschlichen Nase.

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades

der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

zu Bonn.

Vorgelegt am 19. Januar 1939

von

Dr. med. dent. Joseph Scheideler

aus Bonn.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Bonn.

Referent: Prof. Dr. Ebbecke

Korreferent: Prof. Dr. Nühsmann

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Erscheint als Sonderabdruck
im Archiv für Ohren-, Nasen- und Kehlkopfheilkunde
Band 146, Heft 1,929.
Verlag von F. C. W. Vogel Berlin.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546405_0113

(Aus der Universitätsklinik für Hals-Nasen-Ohrenkrankheiten, Bonn [Direktor: Prof. Dr. *Th. Nühsmann*].)

Die Messung der absoluten Luftdurchgängigkeit der menschlichen Nase.

Von

Dr. J. Scheideler,

Oberarzt der Klinik.

Mit 4 Textabbildungen.

(Eingegangen am 13. April 1939.)

Klinische Bedürfnisse führten schon seit langem zur Entwicklung von Methoden zur Bestimmung der Luftdurchgängigkeit der Nase. Die Notwendigkeit, hierüber orientiert zu sein, erscheint um so dringlicher, als die Erfahrung gezeigt hat, daß die Naseninspektion allein keine verläßlichen Anhaltspunkte für die Größe der Abweichungen dieser Nasenfunktion von der Norm geben kann. In gar nicht seltenen Fällen steht sogar der rhinoskopische Befund im Gegensatz zu den Angaben des Untersuchten, indem z. B. bei einer rhinoskopisch weit erscheinenden Nase Klagen über eine erschwerte Nasenatmung vorgebracht werden und umgekehrt. *Zwaardemaker* gab als erster eine für klinische Zwecke bestimmte Methode an. Er macht sich für diese Prüfungen bekanntlich den Wasserdampf der Ausatmungsluft zunutze. Die sich auf einen vor die Nase gehaltenen Metallspiegel bei der Ausatmung niederschlagenden sog. Atemflecken gestatten eine vergleichende Beobachtung über die Durchgängigkeit der rechten und linken Nasenseite. Da nach neueren Erkenntnissen der Weg der Einatmungsluft in der Nase von dem bei der Ausatmung ein verschiedener ist und damit auch die Widerstände in der Strombahn nicht dieselben sind, läßt das mittels des Atemspiegels gewonnene Prüfungsergebnis keine Schlüsse auf die Durchgängigkeit der Nase bei der Einatmung, sondern nur bei der Ausatmung zu. Eine absolute quantitative Bestimmung der bei der Einatmung in der Zeiteinheit die Nase passierenden Luftmenge läßt sich mit der vorgenannten Methode natürlich überhaupt nicht treffen.

Brünings gab ein Verfahren an, das für klinische Zwecke einfach und in gewissen Grenzen sichere Ergebnisse bringen soll. Er fand, daß bei einer normalen Nase die maximale Inspiration durch eine Nasenhälfte 2 Sek. dauert. Für beide Nasenseiten ergibt sich damit ein Mittelwert von 1 Sek. Ein Maß für die Gesamtluftdurchgängigkeit der Nase erhält man demnach durch Addition der Inspirationszeiten von rechter und linker Nasenhälfte und Division des so erhaltenen Ergebnisses durch 4. Die Formel für die Luftdurchgängigkeit einer normalen Nase würde also folgendermaßen lauten: $\frac{dr = 2}{dl = 2} = D = 1$; worin dr die Luftdurchgängigkeit der rechten, dl die Luftdurchgängigkeit der linken Nasenseite und D die Luftdurchgängigkeit beider Nasenhälften bedeutet. Auch diese

Methode erlaubt keine Rückschlüsse auf die absolute Luftmenge, die das Nasenlumen bei der Atmung passiert, da dabei eine Gleichförmigkeit der Atmung bei allen Menschen Voraussetzung sein müßte, was aber tatsächlich nicht der Fall ist. Es ergeben sich mithin nur relative Werte.

Auch das von *Spiess* angegebene Verfahren erlaubt keine Rückschlüsse auf die absolute Luftdurchgängigkeit der Nase. Die Tatsache, daß bei der Inspiration im Rachen eine kurze negative, bei der Exspiration eine kurze positive Druckschwankung entsteht, stellt das Prinzip dieses Meßverfahrens dar. *Spiess* gibt für seine Prüfungen das Ende eines Glasröhrchens in den Mund des zu Untersuchenden. Das Glasrohr ist mit einem U-förmig gebogenen und mit Teilstrichen versehenen Rohr verbunden, in dem sich Wasser befindet. Bei der Atmung durch die Nase verändert sich nun das Niveau der Flüssigkeit entsprechend der Ein- bzw. der Ausatmung. Der Grad der Niveauänderung soll ein Maß für die Luftdruckänderung und damit für die Weite des Nasenlumens sein. Es fragt sich dabei, auf welche „Normalwerte" man die erhaltenen Zahlen beziehen soll und welche Strömungsgeschwindigkeiten den gefundenen Druckwerten entsprechen.

Daß die vorgenannten Methoden wohl für klinische Zwecke Anhaltspunkte geben können, jedoch nicht brauchbar sind, wenn es darauf ankommt, die absolute Größe der die Nase bei der Atmung passierenden Luftmenge kennenzulernen, leuchtet ohne weiteres ein.

Die Bestimmung der Luftdurchgängigkeit stellt eine Widerstandsmessung dar. Der Widerstand, den eine Röhre einem durch diese hindurchgehenden Luftstrom entgegensetzt, ist bei gleichem Druck und gleicher Zeit der Luftmenge umgekehrt proportional. Wenn wir den Druck mit k, die Zeit mit t und die Luftmenge mit m bezeichnen, so ergibt sich also:

$$w = \frac{k \cdot t}{m} \quad \text{oder} \quad m = \frac{k \cdot t}{w};$$

die gestellte Aufgabe läuft also darauf hinaus, zwei der drei Größen: Druck, Luftmenge und Zeit konstant zu halten. Die durch Messung gefundene dritte Größe ist dann ein Maß für den durch eine Röhre, in diesem Fall die Nase, gegebenen Widerstand. Es bestehen also folgende Möglichkeiten: Entweder bestimmt man bei einer durch die Nase durchgeführten konstanten Luftmenge bei konstant gehaltenem Druck die für die Passage notwendige Zeit oder man mißt bei konstant gehaltener Strömungsgeschwindigkeit (passierende Luftmenge in der Zeiteinheit) den jeweiligen Druck. Endlich kann bei konstantem Druck und genau bestimmter Zeit die Luftmenge gemessen werden.

Zwaardemaker verbindet mittels einer Olive eine Nasenöffnung mit einem Manometer, die andere mit einem sog. Ärodromometer. Durch den letzten Meßapparat läßt sich die Luftmenge bestimmen. Die Luftmenge läßt sich dabei konstant halten, die Zeit wird einer gedehnten Ein- und Ausatmung gleichgesetzt, der Druck an dem angeschalteten

Manometer abgelesen. Diese Anordnung genügt unseres Erachtens nicht den gestellten Anforderungen. Erstens wird der Zeitwert nicht exakt erfaßt — eine gedehnte Ein- bzw. Ausatmung stellt sowohl individuell wie auch von Mensch zu Mensch eine sehr verschiedene Größe dar, zweitens muß der *vor der* Nasenöffnung gemessene Druck irrige Fehlergebnisse zeitigen.

Es ist nicht gleichgültig, ob bei diesen Messungen der Naseneingang durch eine Olive deformiert wird, d. h. in diesem Fall eine Verengerung erfährt, oder ob derselbe in seinem Querschnitt unverändert bleibt. Der Druck zeigt eine direkte Abhängigkeit von dem Eingangsquerschnitt, er steht zu ihm im umgekehrt proportionalen Verhältnis. Bei der *Zwaardemaker*schen Methode ist der gemessene Druck abhängig von dem Querschnitt der Prüfleitung. Die Naseneingangsöffnung bleibt bei der Messung also unberücksichtigt. Wir werden weiter unten hierauf noch zurückkommen.

Kayser mißt bei seiner Versuchsanordnung die Zeit, die eine bestimmte Luftmenge bei konstantem Druck für die Passage durch eine bzw. beide Nasenhälften gebraucht. Da bei dieser Anordnung der Naseneingang frei bleibt und die Druckmessung nach der Nasenpassage vorgenommen wird, kommt die *Kayser*sche Methodik unseres Erachtens den gestellten Anforderungen am nächsten. Bei der Lage des Entnahmerohres im Munde scheint uns allerdings das Prüfungsergebnis allzu sehr von dem Verhalten der Versuchsperson abhängig zu sein, weil während des Versuches bei angehaltenem Atem das Gaumensegel ungefähr in einer Mittelstellung belassen werden muß, da sonst fehlerhafte Ergebnisse resultieren. Die richtige Haltung des Gaumensegels während der Versuchsdurchführung ist aber nach unseren Erfahrungen nur wenigen Menschen möglich. *Kayser* stellte mittels seiner Methodik Modellversuche an einem zylindrischen Rohr von 10 cm Länge und 14 mm Durchmesser an; um die Abhängigkeit der Luftdurchgängigkeit von der Verengerung des Querschnitts dieses Rohres zu bestimmen, prüfte er bei verschieden großer Eingangsöffnung. Mit den so gefundenen Werten identifizierte er Verengerungen des Gesamtquerschnittes des Rohrs. Dagegen müssen Einwendungen erhoben werden. Der Widerstand, welcher durch eine Röhre der durchströmenden Luft entgegengesetzt wird, ist in seiner Größe verschieden, je nachdem eine Verengerung sich an der Öffnung oder in der Röhre selbst befindet. Wir werden im folgenden hierzu mit Vergleichsversuchen noch Stellung nehmen.

Als wir unsere Versuche aufnahmen, ahnten wir nicht, welche Schwierigkeiten der Bestimmung der absoluten Luftdurchgängigkeit der menschlichen Nase im Weg stehen. Bei anfänglichen Modellversuchen an zylindrischen Röhren stellte es sich heraus, daß der Strömungsverlauf hierin ein wesentlich anderer war als in der Nase. Versuche an einem der menschlichen Nase maßstäblich genau nachgebildeten Modell zeigten unterschiedliche Ergebnisse, je nachdem die Druckmessungen in einem in den Naseneingang angeführten Rohr vorgenommen wurden, oder ob

der Naseneingang bei den Messungen frei blieb. Es ergab sich, daß die Prüfungen überhaupt nur dann als einwandfrei angesehen werden durften, wenn der Naseneingang unverändert blieb, da der jeweilige Querschnitt der Naseneingangsöffnung mitbestimmend ist für die Strömungsgeschwindigkeit und den dabei herrschenden Druck.

Die Versuchsanordnung konnte somit nur so vorgenommen werden, daß die zur Prüfung kommende Luft vom Nasenrachenraum her entnommen wurde und, da die Atemgröße individuell verschieden ist, von hier aus bei passivem Verhalten der Versuchsperson durch die Nase abgesaugt wurde. Nur so erschien es uns möglich, die Bestimmung der durch die Nase hindurchgelangenden Luftmenge absolut zu gestalten.

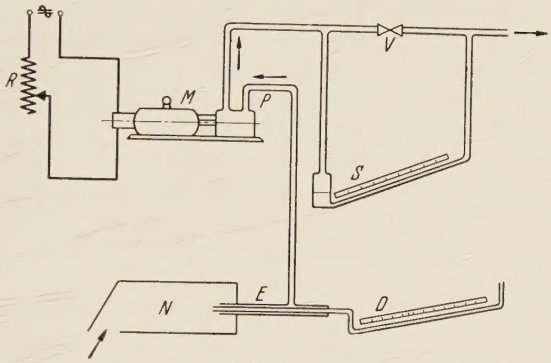

Abb. 1.

Versuchsanordnung (Abb. 1).

Durch ein hinter den weichen Gaumen geführtes Entnahmerohr *E* mit einem Querschnitt von 6 mm wird bei angehaltenem Atem mittels einer elektrischen Pumpe Luft durch die Nase hindurchgesaugt. Das Entnahmerohr enthält ein zweites Röhrchen, dessen Ende das des Hauptrohres um 3 mm überragt und mit einem Wassermanometer *D* verbunden ist. Das eigentliche Entnahmerohr führt zum Pumpenaggregat *P*, an dessen positiver Seite ein Strömungsmesser *S* angeschlossen ist, der vorher mittels einer Gasuhr geeicht wurde.

Hierbei muß besonders betont werden, daß sich fehlerhafte Werte ergeben, wenn der Strömungsmesser in die Absaugleitung eingeschaltet wird. Der Ausschlag würde dann lediglich durch die Vakuumwirkung bedingt sein, was aber dem Prinzip des Strömungsmessers widerspricht, dessen richtige Funktion durch ein Druck- und Zugmoment gegeben sein muß.

Da bei verschieden großem Querschnitt des Nasenlumens auch die Kraft eine verschiedene Größe darstellt, die für den Transport einer bestimmten Luftmenge in der Zeiteinheit durch die Nase notwendig ist, haben wir die Pumpenleistung durch Vorschalten eines abstufbaren elektrischen Widerstandes *R* variierbar gestaltet. Das U-förmige Wassermanometer wurde zwecks erhöhter Empfindlichkeit in eine annähernd horizontale Lage gebracht und mit einer Libelle versehen, um dadurch eine stets gleiche Neigung zu erzielen. Die Druckwerte in unseren Tabellen entsprechen daher nicht dem wahren Druck (Millimeter Wasser),

stellen vielmehr entsprechend dem Neigungswinkel unseres Manometers umgerechnet nur den 78. Teil desselben dar.

Modellversuche.

Bevor wir die Luftdurchgängigkeit der Nase beim Menschen bestimmten, nahmen wir Modellversuche vor. Da bei den bisher veröffentlichten diesbezüglichen Untersuchungen *(Kayser, Franke)* Prüfungsergebnisse an zylindrischen Röhren mit denen an der menschlichen Nase identifiziert worden sind, hielten wir Beobachtungen auch

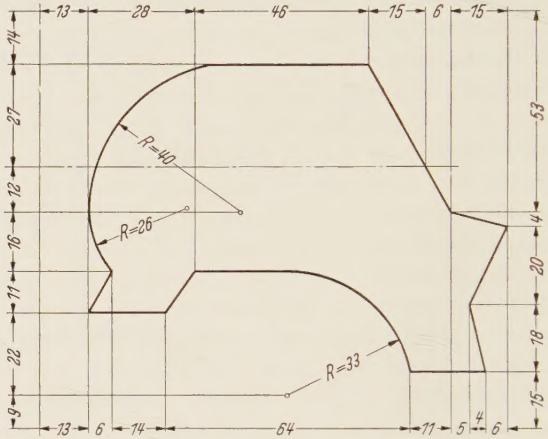

Abb. 2.

an einfachen Röhren für notwendig und haben die dabei gewonnenen Erfahrungen mit den an einem der menschlichen Nase maßstäblich genau nachgebildeten Modell verglichen.

Wir stellten Messungen an einem Gummirohr von 100 mm Länge mit einem Querschnitt von 24 mm an. Das Nasenmodell wurde nach einem Gipsabdruck, den wir von der Leiche eines Erwachsenen abnahmen, in Zelluloid angefertigt. In Abb. 2 sind die Ausmaße dieses Modells wiedergegeben.

Das in Abb. 1 aufgezeichnete Entnahmerohr wurde jeweils luftdicht mit dem einen Röhrenende bzw. mit dem im Nasenmodell nachgebildeten Nasenrachenraum verbunden. Mit dem in unserer Versuchsanordnung befindlichen abstufbaren Widerstand ließen sich nun an den Modellen alle gewünschten Strömungsgeschwindigkeiten anwenden und die dadurch bedingten Druckänderungen beobachten. Andererseits konnte auch der Druck konstant gehalten und dann die Strömungsgeschwindigkeit (Liter pro Minute) gemessen werden.

Unsere ersten Versuche betrafen Beobachtungen über die durch eine kontinuierliche Steigerung der Ansaugkraft hervorgerufene Ände-

rung des Druckes und der Strömungsgeschwindigkeit in der Röhre und dem Nasenmodell. Wie Tabelle 1 und die bildliche Darstellung zu dieser Tabelle zeigen, ergeben sich sehr abweichende Resultate, je nachdem die Messungen an der Röhre oder dem Nasenmodell vorgenommen wurden. Während bei dem Nasenmodell bei zunehmender Ansaugkraft ein langsames Ansteigen von Druck und Strömungsgeschwindigkeit festzustellen ist, erhöht sich bei dem Röhrenversuch bereits bei der dritten Messung die Strömungsgeschwindigkeit auf 9 Liter pro Minute, wobei der Druck sich bei weiterem Ansaugen konstant auf 3 mm hält. Bei größerer Motorleistung, d. h. erhöhter Ansaugkraft änderten sich die

Tabelle 1.

Druck mm	Ltr./Min.	Strömungsgeschwindigkeit an der Gasuhr gemessen	
2	4	4	Nasenmodell
2	4,5	4,5	
4	6	5,9	
6	7,2	7,3	
8	7,8	7,6	
9	9	9,2	
2	3	3	Gummiröhre
2,5	5	5,1	
3	9	8,9	

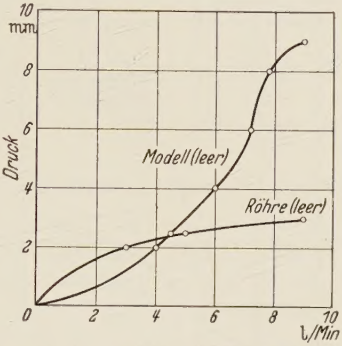

Abb. 3. Bildliche Darstellung zu Tabelle 1.

Werte nicht mehr. (Die gesamte Motorleistung wurde mittels des Widerstandes auf 9 Liter Strömungsgeschwindigkeit eingestellt.) Das besagt, daß der durch den Nasenaufbau ohne Muscheln gegebene Widerstand ein höherer ist als der einer einfachen zylindrischen Röhre und daß die Strömungsgeschwindigkeit bei dem Nasenmodell entsprechend der kontinuierlichen Erhöhung der Ansaugkraft nur allmählich auf den Höchstwert von 9 Litern pro Minute ansteigt. Zum Unterschied hiervon vermag bei einer zylindrischen Röhre bereits die Hälfte der gesamten Ansaugkraft 9 Liter pro Minute hindurchzuziehen.

Wenn wir in einem weiteren Versuch nun in die Röhre und das Nasenmodell gleichgroße Widerstände einlegten, so ergaben sich vergleichend nachstehende Werte (Tabelle 2).

Auffallenderweise zeigt sich bei diesem Versuch eine nur geringe Beeinflussung von Druck und Geschwindigkeit durch den Widerstand beim Nasenmodell, während derselbe Widerstand in der Röhre einen um das dreifache erhöhten Druck bedingt.

Es ergibt sich aus diesen vergleichenden Untersuchungen, daß bei gleicher Ansaugkraft Strömungsgeschwindigkeit und der dabei herrschende Druck in einer zylindrischen Röhre nicht identisch den Werten in einem Nasenmodell sind. Wir dürfen daraus folgern, daß bei Prüfungen der Luftdurchgängigkeit der menschlichen Nase Messungen von

Druck und Strömungsgeschwindigkeit in Röhren zum Vergleich nicht herangezogen, vor allem aber nicht identifiziert werden dürfen. Andererseits erhellt aus unseren Beobachtungen mit besonderer Deutlichkeit die Zweckmäßigkeit des Nasenaufbaues für die Atmung. Würde die Nase in ihrem Aufbau einer zylindrischen Röhre gleichen, so müßte bereits bei einem Bruchteil der Inspirationskraft der Lunge eine Strömungsgeschwindigkeit von etwa 9 Litern pro Minute erreicht sein. Damit aber würde eine Temperatursteigerung und Anreicherung der Atmungsluft mit Wasser in der Nase nicht mehr in der Größe möglich sein, wie es tatsächlich der Fall ist.

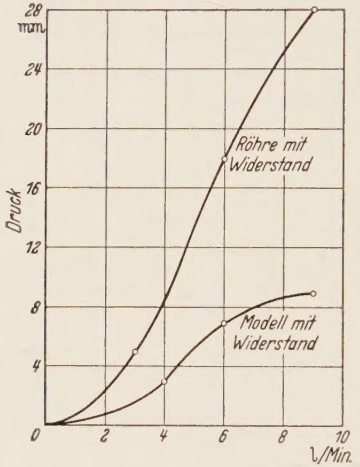

Abb. 4. Bildliche Darstellung zu Tabelle 2.

Für unsere Messungen kommt es, wie wir oben bereits auseinandersetzten, darauf an, von den drei Größen: Druck, Luftmenge und Zeit zwei konstant zu halten. Die dritte zu ermittelnde Größe

Tabelle 2.

Druck mm	Ltr./Min.	Widerstand mm ∅	
3	4	18	Nasenmodell
7	6	18	
9	9	18	
5	3	18	Röhre
18	6	18	
28	9	18	

ist dann dem vorliegenden Widerstand gleichzusetzen. Da bei Prüfung der Luftdurchgängigkeit der Nase letzten Endes die Luftmenge ermittelt werden soll, die in einer bestimmten Zeit die Nase passiert, erscheint es am zweckmäßigsten, diesen Wert bei konstantem Druck und bei bestimmter Zeit zu messen, vor allem auch, weil die andernfalls gefundene Druckgröße entscheidend durch das Prinzip der Druckmessung bestimmt wird. Es ergeben sich z. B. sehr abweichende Werte, ob die Anordnung nach statischem, dynamischem oder statisch-dynamischem Prinzip getroffen ist. Im folgenden sollte nun durch Einfügung verschiedener Widerstände in das Nasenmodell einerseits die dadurch bedingte Druckänderung, andererseits die Abnahme der Strömungsgeschwindigkeit beobachtet werden.

Wenn wir in unserem Nasenmodell die durch die Nase abgesaugte Luftmenge und die Zeit konstant hielten, so ergaben sich bei Einschaltung verschiedener Widerstände folgende Werte für den Druck (Tabelle 3).

Die sich bei konstantem Druck und bestimmter Zeit für die Luftmenge ergebenden Werte bei gleicher Versuchsdurchführung haben wir in Tabelle 4 aufgeführt.

Tabelle 3.

Widerstand	Druck mm	Ltr./Min.	% W	Freier Querschnitt	Leistung des Motors Volt/Amp.
Leer	9,0	9,0		100,0	47,96
W_1	38	9,0	38,2	61,8	
$W_1 + W_2$	64	9,0	64,1	35,9	48,18
$W_1 + W_2 + W_3$	104	9,0	71,0	29,0	
$W_1 + W_2 + W_3 + 2\,W_4$ . .	120	9,0	75,0	25,0	48,62

Tabelle 4.

Widerstand	Druck mm	Ltr./Min.	% W	Freier Querschnitt
Leer	9	9		100,0
W_1	9	7,3	38,2	61,8
$W_1 + W_2$	9	6,8	64,1	35,9
$W_1 + W_2 + W_3$	9	6,0	71,0	29,0
$W_1 + W_2 + W_3 + 2\,W_4$ . .	9	4,2	75,0	25,0

Es ist aus Tabelle 3 und 4 klar ersichtlich, daß mit zunehmender Widerstandsgröße der Druck in ungefähr proportionalem Verhältnis zunimmt. Umgekehrt verhält es sich dabei mit der Strömungsgeschwindigkeit. Diese zeigte bis zu einer Querschnittsverengerung auf $^2/_3$ des Gesamtlumens keine nennenswerte Herabsetzung. Erst bei Einführung noch größerer Widerstände wurde auch die Strömungsgeschwindigkeit in stärkerem Ausmaß herabgesetzt. Diese Ergebnisse rechtfertigen vielleicht die Annahme, daß die durch die Nasenmuscheln bedingte Verengerung etwa $^1/_3$ der Gesamtnasenhöhle ausmacht. Da bisher genaue Messungen der Weite des Gesamthohlraumes der Nase noch nicht gemacht sind, möchten wir unsere Annahme allerdings mit aller Vorsicht aussprechen. Daß natürlich für die Konstanthaltung der Strömungsgeschwindigkeit bei verschieden großen Widerständen eine erhöhte Motorleistung erforderlich ist, ist klar. In Tabelle 3 haben wir die Änderung der Energieleistung des Motors in Volt/Ampère (Watt aufgeführt.

Es interessierte nun noch, in welchem Maße durch den Querschnitt der Naseneingangsöffnung Strömungsgeschwindigkeit und Druck beeinflußt werden. Hierüber informieren Tabelle 5 und 6.

Es wurde einmal bei konstant gehaltenem Druck, das andere Mal bei konstant gehaltener Strömungsgeschwindigkeit die Wirkung einer zunehmenden Verkleinerung des Eingangsquerschnitts beobachtet.

Es zeigte sich, daß auch durch zunehmende Verkleinerung des Öffnungsquerschnittes Druck und Strömungsgeschwindigkeit sich im umgekehrt proportionalen Verhältnis zueinander verändern. Allerdings wird durch diese Verkleinerung der Druck in erheblich stärkerem Ausmaß beeinflußt als durch Widerstände, die innerhalb der Strombahn liegen.

Tabelle 5.

Nasenöffnung in mm (größter ∅)	Druck mm	Ltr./Min.
20	9	9
18	9	8,7
16	9	8,5
14	9	8,5
12	9	7,0
10	9	5,5
8	9	5,0
6	9	4,2
4	9	4,1
2	9	4,0

Tabelle 6.

Nasenöffnung in mm (größter ∅)	Druck mm	Ltr./Min).
20	9	9
18	9,5	9
16	10,0	9
14	11,0	9
12	13,0	9
10	19,0	9
8	25,0	9
6	76,0	9
4	164,0	9
2	202,0	9

Wenn wir unsere Erfahrungen, die wir bei den Modellversuchen sammeln konnten, zusammenfassen, so hat sich als Wesentliches folgendes ergeben: Strömungsgeschwindigkeit und der dadurch hervorgerufene Druck zeigen bei gleichstarker Ansaugkraft ein unterschiedliches Verhalten, je nachdem die Versuche an einem einfachen zylindrischen Rohr vorgenommen werden oder an einem der menschlichen Nase nachgebildeten Modell. Während die durch das Nasenmodell angesaugte Luftmenge (bis zu einer Größe von 9 Litern pro Minute) und der Druck sich allmählich entsprechend der angewandten Saugkraft erhöhen, erreicht bei einer Röhre bereits $^1/_3$ der Ansaugkraft eine Strömungsgeschwindigkeit von 9 Litern pro Minute, wobei der Druck ebenfalls auch nur $^1/_3$ desjenigen beträgt, der sich bei gleicher Strömungsgeschwindigkeit an dem Nasenmodell zeigt.

In das Nasenmodell eingeführte Widerstände bedingen bei steigender Ansaugkraft ein proportionales Steigen des Druckes, umgekehrt proportional verhält es sich dabei mit der Strömungsgeschwindigkeit. Verengerungen des Naseneingangs und solche innerhalb der Strombahn wirken sich auf den Druck verschieden aus. Es hat sich gezeigt, daß dieser ungleich stärker durch ein Hindernis am Naseneingang herabgesetzt wird als bei einem solchen innerhalb der Nase.

Versuche am Menschen.

Die Messung der absoluten Luftdurchgängigkeit der Nase beim Menschen wurde nach der oben geschilderten Anordnung vorgenommen. Zu diesem Zweck mußte vor der Versuchsdurchführung eine Anästhesierung der Schleimhaut des Nasenrachenraumes mit 10%iger Cocain-Suprareninlösung durchgeführt werden, um die für das Entnahmerohr notwendige Lage hinter dem weichen Gaumen möglich zu machen. In einer Reihe von Fällen ließ sich der Versuch auch ohne diese Vorbereitung durchführen. Die Versuchsperson wurde nach Einführung des Entnahmerohres aufgefordert, die Lippen um dieses Rohr zu schließen

und den Atem anzuhalten. Es gelingt dies am besten nach vorheriger mehrmaliger tiefer Einatmung.

Bei den Versuchen am Menschen ergab sich bei Bestimmung des Druckes natürlich ein wesentlich höherer Wert, als wir ihn bei unserem leeren Nasenmodell gefunden haben. Derselbe entsprach bei „normalem" Nasenaufbau bei einer Strömungsgeschwindigkeit von 8,5 Litern pro Minute etwa dem Druck, den wir bei unserem Modell bei einem Widerstand fanden, der das Nasenlumen auf etwa $^2/_3$ seiner Größe einengte. Wie große Untersuchungsreihen zeigten, beträgt diese Druckgröße etwa 72 mm H_2O. Der wahre Druck beträgt mithin entsprechend der Anordnung unseres Manometers 72:78 = 0,9 mm H_2O. Beim Vergleich mit den Werten, die sich im Schrifttum finden *(Zwaardemaker, Kayser)*, erscheint die von uns gefundene Druckgröße sehr niedrig. Es erklärt sich dieses durch das Prinzip der Messung. Während bei unserer Versuchsanordnung der wirkliche im Nasenrachenraum herrschende Druck bestimmt wird, der von dem Querschnitt des jeweiligen Nasenlumens abhängig ist, ist der *vor* dem Naseneingang gemessene Druck zwar auch abhängig von dem durch die Nase gegebenen Widerstand, zeigt aber einen um so höheren Wert, je kleiner der Querschnitt des in den Naseneingang geführten Meßröhrchens ist. Bei der letzten Anordnung erhielten auch wir um etwa dreifach höhere Werte als bei der Bestimmung im Nasenrachenraum. Daß dann jedoch die individuell verschiedene Größe und Form des Naseneingangs keine Berücksichtigung finden, wurde bereits betont.

Es dürfte bei unserer Anordnung an sich von untergeordneter Bedeutung sein, welchen Druck wir bei der Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit unseren Messungen zugrunde legen. Wichtig ist nur, daß die Druckgröße bei *allen* Versuchen konstant gehalten wird. Große Versuchsreihen ergaben, daß bei einem Druck von 70 mm H_2O die in 1 Min. eine „normale" Nase passierende Luftmenge 8,5 Liter beträgt. Man geht bei unserer Versuchsanordnung folgendermaßen vor: Mittels des Rheostaten wird die Energieleistung der elektrischen Pumpe so eingestellt, daß der Druckmesser 70 mm Skalenteile anzeigt. Bei diesem konstanten Druck von 70 mm wird nun die abgesaugte Luftmenge mit dem Strömungsmesser, der vorher mittels einer Gasuhr und unter Zuhilfenahme einer Stoppuhr geeicht wurde, gemessen.

Zusammenfassung.

Es wird eine Versuchsanordnung zur Bestimmung der absoluten Luftdurchgängigkeit der Nase beschrieben. Die hiermit gewonnenen Ergebnisse am Modell und beim Menschen werden bekannt gegeben.

Lebenslauf.

Geboren wurde ich am 13. März 1898 als Sohn des Rektors Josepf Scheideler und seiner Ehefrau Maria, geb. Ellebrecht zu Grosseneder in Westfalen. Nach dem Besuch der Elementarschule bezog ich das staatliche Gymnasium in Dortmund, das ich im November 1916 mit der Reife für Oberprima verließ, um mich freiwillig zum Kriegsdienst zu melden. Ich trat als Soldat in das Fuß-Artillerie-Regiment Nr. 7 in Köln ein und zog im Februar 1917 mit meiner Truppe ins Feld. Hier verblieb ich ununterbrochen bis zum Kriegsende und schied als Offiziersaspirant im Dezember 1918 aus dem Heer aus. Nach Ablegung der Maturitätsprüfung im Dezember 1918 begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Universität Münster. Durch Belegung der Zwischensemester konnte ich bereits im Herbst 1921 die zahnärztliche Staatsprüfung in Rostock ablegen und wenige Wochen später auch das Doktordiplom erwerben.

Im Sommer 1922 gründete ich eine eigene zahnärztliche Praxis in Dortmund und behielt diesen Beruf ununterbrochen bis Ende 1929 bei. Inzwischen hatte ich mich seit 1924 als Student der Medizin an der Universität in Münster eingetragen, woselbst ich 1926 die ärztliche Vorprüfung ablegte. Mit Unterbrechung leistete ich dann die klinischen Semester in Düsseldorf und Münster ab. Nach Aufgabe der zahnärztlichen Tätigkeit bestand ich Anfang 1932 die ärztliche Staatsprüfung und erhielt im September 1932 die ärztliche Approbation.

Von Juli 1932 bis zum 1. Februar 1935 war ich als Assistent der Hals-Nasen-Ohrenklinik der Städtischen Krankenanstalten in Dortmund tätig. In unmittelbarem Anschluß hieran wurde ich Assistent der Universitätsklinik für Hals-Nasen-Ohrenkrankheiten in Bonn und daselbst am 1. Oktober desselben Jahres als Oberarzt der Klinik bestätigt. Diese Stellung habe ich ununterbrochen bis zum heutigen Tage inne.